

температур по поперечному перерізу корпусу круга. Щоб визначити ці умови проводилося математичне моделювання теплових процесів, що протікають в тонкій пластині при її нагріванні лазерним випромінюванням з різним розподілом інтенсивності. При рівномірному розподілі (100 % інтенсивності розподілені по всій площині поперечного перерізу променя) зона нагріву, що обмежена ізотермою з фіксованою температурою, має нерівномірну ширину по товщині пластини в різних перерізах (конічну форму). При однакових умовах обробки (швидкості переміщення, діаметрі зони фокусування, потужності випромінювання), але нерівномірному розподілі потужності лазерного випромінювання по зоні фокусування (100% інтенсивності у фронті і по бокам зони фокусування та 25% - в центрі і 1% - в хвостовій частині), ізотерми змінюють свою конфігурацію і отримують, замість трикутної, прямокутну форму (однакову ширину зони нагрівання , як з однієї, так і з протилежної сторони). Це свідчить тому, що управляючи розподілом потужності лазерного випромінювання у зоні фокусування і режимами опромінювання, можна цілеспрямовано і ефективно змінювати конфігурацію ізотерм температурного поля в тонких пластинах, формувати рівномірний розподіл розтягуючих залишкових напружень і керувати їх величиною. У сукупності наведені способи дозволяють як мінімум в 2 рази підвищити жорсткість металевих корпусів, а значить і продуктивність відрізних абразивних інструментів.

УДК 621.

Вишневська І.Л., магістрант, Головка Л. Ф., д.т.н., проф.

РОЗРОБКА ПРОЦЕСУ ДИСТАНЦІЙНОГО, ЛОКАЛЬНОГО, РЕГУЛЮЄМОГО ЗА ВЕЛИЧИНОЮ І ГЛИБИНОЮ ПОЛОЖЕННЯ МАКСИМУМА ТЕМПЕРАТУРИ ЛАЗЕРНОГО НАГРІВУ СЕРЕДОВИЩ ОРГАНІЧНОГО ПОХОДЖЕННЯ І ВІДПОВІДНОГО ОБЛАДНАННЯ

Локальний нагрів тканини органічного походження представляє значний інтерес для різних областей техніки, біотехнології, медицини, ветеринарії. Можливо здійснювати нагрів як поверхневих шарів біотканини, так і різних об'ємних форм, що знаходяться на відстані від поверхні, регулюючи рівень температури і положення її максимумів по глибині. Лазерне випромінювання має можливість безконтактного дозованого введення енергії у локальні області об'єктів, що принципово дозволяє вирішити вищевказану задачу. Питання, пов'язані з вивченням процесу випаровування, фотоабляції біотканини за допомогою лазерного випромінювання розглянуті у багатьох наукових працях, але щодо механізмів гіпертермії – обмежена кількість інформації, недостатня для дослідження процесів гіпертермії біосередовищ, а тим паче керування ними. Це обумовлено великою кількістю припущень при моделюванні, відсутністю необхідних експериментальних даних щодо просторово – часової характеристики теплового джерела та інше. У зв'язку з цим метою роботи є розробка процесу і обладнання для безопераційного, дистанційного нагріву біотканин лазерним випромінюванням, що регулюється по величині та глибині положення максимуму температури і транспортується по світловоду.

Основними задачами лазерної гіпертермії є:

-Нагрів у межах заданого інтервалу температур і часу, визначеного об'єму біосередовища, розташованого як безпосередньо під опромінюваною поверхнею, так і осесиметричного, обмеженого круговим або еліптичним циліндром, в тому числі неповним, сферою або півсферою та ін..

-Забезпечення можливості отримання регульованого розподілу інтенсивності температур по глибині нагріву, за умов якого граничними будуть випадки, коли на поверхні, що опромінюється максимальна температура, а на заданій глибині – мінімальна і навпаки.

Проблеми реалізації гіпертермії:

-Встановлення закономірностей розповсюдження лазерного випромінювання в біотканині і, за рахунок цього, підвищення точності математичної моделі процесів нагріву.

-Створення способів керування розподілом температур по глибині нагріву біотканини і розрахунок відповідного технологічного обладнання.

Аналіз фізичних процесів у біотканинах при лазерному нагріві, у тому числі і процесів поглинання, дозволив оцінити область енергетичних параметрів лазерного впливу і обґрунтувати вибір оптимальної для глибинної гіпертермії довжини хвилі лазерного випромінювання 1,06 мкм. За допомогою комп'ютерної моделі досліджувався вплив різних факторів на розподіл температур в біологічних тканинах, що підлягали опроміненню Nd:YAG лазера. Оцінювався вплив коефіцієнтів поглинання і коефіцієнтів розсіювання. Отримані залежності показують наскільки важливо знати реальні значення цих коефіцієнтів, оскільки тепловий стан біотканини дуже сильно залежить від точності визначення її оптичних параметрів, значення останніх і закономірності їх змінення доцільно досліджувати більш детально експериментально. Експериментальні дослідження проводилися на спеціальному стенді, зібраному на базі твердотілого лазера на YAG з Nd типу ЛТН102, ряду спеціальних пристроїв для введення лазерного випромінювання у кварцовий світловод діаметром 0,8 мм і аплікаторів. Результати дослідження показали, що для прогріву циліндричної області біотканини діаметром 4 мм і довжиною 20 мм на глибині до 1 см до температури гіпертермії 37- 43°C, достатня потужність випромінювання 20 – 40 Вт і навіть менше при більшій експозиції. Стаціонарний тепловий стан досягається при потужності 40 Вт після часу опромінення 8 – 10 с. При цьому характер розподілення температури не змінюється, максимум розташовується на поверхні і плавно спадає зі збільшенням глибини. Таке розподілення температури не завжди доцільне. При підводі випромінювання до області нагріву по судинам, для запобігання пошкодження слизової, необхідно щоб на поверхні температура була невелика, а максимальна – в глибині. Для цього доцільно розглянути два способи: достатньо ефективного розподілення інтенсивності випромінювання на опромінювану поверхню і примусового її охолодження потоком охолоджувальної рідини. Загальним недоліком цих способів є те, що вони не дозволяють змінити положення максимуму температури нагріву в залежності від глибини.

Для усунення цього недоліку було розроблено оригінальний спосіб. Його суть полягає у тому, що на поверхню біологічного середовища направляється збіжний лазерний пучок. В поверхневому шарі здійснюється два процеси: збільшення щільності потужності випромінювання по мірі проникнення в середовище і зниження його інтенсивності за рахунок поглинання і розсіювання. Керуючи законами зміни щільності потужності, тобто змінюючи кут збіжності пучка, можна отримати її максимальне значення, а значить максимальне значення температури на різних відстанях від поверхні.

Для забезпечення такого характеру лазерного впливу застосовувались декілька варіантів конструкцій аплікаторів. Дані, отримані в результаті теоретико – експериментальних досліджень і запропоновані на їх базі аплікатори, стали основою розробки лазерної системи для гіпертермії біологічної тканини, розташованої всередині організму. Вона вміщує лазер (YAG :Nd) з системою керування і вимірювання

параметрів пучка; вузол вводу випромінювання у світловод; світловод з аплікатором; систему подачі і відводу охолоджувальної рідини і комп'ютер. Основною проблемою був процес вводу сфокусованого лазерного пучка в світловод, оскільки найменше відхилення променя від осі світловода, викликало б пошкодження його торця, необхідність поліровки. Питання було вирішено шляхом розробки спеціального датчика у вигляді «діафрагми – термопари», отвір якого на 10% менше ніж діаметр світловода. Іншим відповідним вузлом системи є світловодна головка з суматором – роздільником світловодного каналу і каналу подачі охолоджувальної рідини, цанговий затискач – перехідник фіксації і зміни захисної оболонки, аплікатор, виконані як одне ціле. На базі виконаних розробок була використана і випробувана відповідна лазерна установка.

Таким чином можна зробити наступні висновки:

-Лазерне випромінювання з довжиною хвилі 1,06 мкм дозволяє виконувати керований нагрів різних об'ємів біологічних тканин в діапазоні 37 – 60°C, розташованих як на поверхні, так і на глибині від 0 до 15-30 мм.

-Основними факторами і параметрами процесу лазерного нагріву органічних середовищ є довжина хвилі, режим опромінення, потужність і її просторове розподілення на опроміненій поверхні, кут збіжності пучка, площа плями фокусування, час опромінення, оптичні характеристики середовища, температура і витрата охолоджувальної рідини.

-Встановлені закони змінення інтенсивності ви промінювання всередині біологічних тканин.

-Процес поглинання і розсіювання визначається виглядом і будовою органічного середовища.

-Максимальна температура нагріву біологічного середовища залежить від щільності енергії, коефіцієнтів поглинання і розсіювання.

-Температура нагріву органічних середовищ нелінійно зростає з підвищенням потужності випромінювання, що обумовлено зниженням значення коефіцієнта поглинання зі зростанням температури.

-Глибину прогріву біологічної тканини можна регулювати, змінюючи лінзи фокусування з різними фокусними відстанями.

УДК 621.375.826

Дурницький Д. студ.; Ключников Ю.В. к.ф.-м.н., доц.; Лутай А.М. ст. викл.

ІОННО-ДИFUЗІЙНЕ НАСИЧЕННЯ СТАЛЕЙ

Процеси іонного насичення виконуються на устаткуванні, що істотно відрізняється по конструкції від печей, використовуваних для традиційної хіміко-термічної обробки. У загальному випадку система іонного насичення представляє собою вакуумну камеру, в електричному плані реалізуючу двоелектродну схему: катод – електрод з деталями; другий електрод (анод) – заземлений корпус вакуумної камери. Для проведення процесу іонного насичення у вакуумну камеру подається легуючий матеріал (елемент або хімічна сполука) в газоподібному (пароподібному) стані, а до деталей прикладається негативний потенціал – (300-1000 В). Поверхня деталі бомбардується позитивними іонами легуючого елементу з газорозрядної плазми, що дозволяє значно скоротити тривалість процесу насичення поверхні. Так, наприклад, при іонному азотуванні швидкість обробки в порівнянні зі швидкістю при звичайній хіміко-термічній обробці зростає в 2–5 разів за рахунок прискорення дифузійних процесів і зменшення кількості підготовчих операцій, знижується температура нагріву деталей, є можливість